

СТРУКТУРА И СВОЙСТВА ТИТАНОВОГО β -СПЛАВА СИСТЕМЫ Ti-Nb-Mo-Zr

Голосова О.А.

Руководитель – проф., д.ф.-м.н. Колобов Ю.Р.

Белгородский государственный университет, г. Белгород

Ollilac@rambler.ru

Разработка титановых β -сплавов с модулем упругости 55...80 ГПа представляет одну из наиболее перспективных задач современного медицинского материаловедения, так как существует потребность в медицинских сплавах для замены или восстановления поврежденных частей организма, которые обладали бы и биомеханической, и биохимической совместимостью. Титан и его сплавы являются лучшим материалом, как принято считать, для изготовления имплантатов, благодаря их уникальной коррозионной стойкости и биосовместимости [1]. Еще одним положительным фактором в пользу использования титановых сплавов является значение модуля упругости, находящееся в пределах от 55 ГПа до 110 ГПа, что заметно меньше модуля упругости таких материалов, как нержавеющая сталь (210 ГПа) и сплавов на основе Co-Cr (240 ГПа). Модуль упругости определяет функциональную надежность имплантатов, проявляемую ими в реальных условиях работы в живом организме, значение которого должно быть максимально приближенным к модулю упругости кости (30 ГПа), что позволяет перераспределить значительную часть нагрузок на кость. Это соответствует нормальным физиологическим условиям и препятствует преждевременной деградации костного материала. Модуль упругости наиболее быстро снижается при правильном подборе легирующих элементов, но должны быть исключены такие компоненты как V, Al, Ni, Co, оказывающие аллергическое воздействие на живые ткани или общее токсическое воздействие на организм. При выборе величины модуля упругости материала, разрабатываемого для изготовления имплантатов, следует также учитывать планируемый предел текучести, который пропорционально зависит от модуля упругости. В идеале предпочтителен материал с высокой прочностью и низким значением модуля упругости для обеспечения наилучшего соединения кости и ее минимального повреждения в месте соединения кость-имплантат [2].

В связи с этим была подобрана система легирования Nb-Mo-Zr для титанового β -сплава в совместной работе сотрудников ФГУП ЦНИИ КМ «Прометей» (г. Санкт-Петербург) и НОиИЦ «Наноструктурные материалы и нанотехнологии» Белгородского государственного университета. Выплавка опытных слитков производилась методом тройного вакуумно-дугового переплава в ОАО «Корпорация ВСМПО-АВИСМА» (г. Верхняя Салда). Исходным состоянием исследуемого сплава Ti-26Nb-7Mo-12Zr

является состоянием послековки в β -области, средний размер зерен составляет ~ 300 мкм.

Для формирования мелкозернистой структуры в сплаве Ti-26Nb-7Mo-12Zr использовали холодную прокатку (при комнатной температуре) с различными степенями деформации (30, 60 и 90 %) с последующим отжигом при $T = 850$ °C (15 мин, закалка в воду).

Микроструктура холоднокатаных образцов исследуемого сплава с суммарной деформацией 30 и 60 % после отжига представлена частично рекристаллизованными зернами, объемная доля которых составляет 43 ± 2 % и 94 ± 2 %, соответственно. При этом образование и рост зародышей рекристаллизации по данным анализа картин дифракции обратно-рассеянных электронов происходит на большеугловых границах исходных деформированных зерен. Средний размер зерен уменьшился на порядок по сравнению с исходным состоянием и составляет ~ 20 мкм (30 % деформации и отжиг под закалку) и ~ 10 мкм (60 % деформации и отжиг под закалку). В состоянии после прокатки со степенью деформации 90 % и последующего отжига под закалку средний размер рекристаллизованных зерен составляет ~ 9 мкм, при этом рекристаллизовалось 100 % объема материала.

Измерение модуля упругости путем механических испытаний образцов данного сплава на растяжение показали, что его значение в исходном состоянии составляет 84 ГПа, отметим, что соответствующее значение для технически чистого титана медицинского применения составляет 112 ГПа. В результате холодной прокатки и последующего отжига происходит уменьшение значения модуля упругости, причем с увеличением степени предварительной холодной деформации данное значение уменьшается (табл. 1). Как можно видеть из представленной таблицы, прочностные характеристики после проведенной термомеханической обработки изменились незначительно, пластичность возросла в 1,5 раз относительно исходного состояния.

Таким образом, формирование мелкозернистой структуры в титановом β -сплаве системы Ti-Nb-Mo-Zr приводит к заметному снижению значения модуля упругости по сравнению с крупнозернистым (исходным) состоянием, увеличению пластичности без изменения прочностных характеристик.

Таблица 1. Механические свойства сплава Ti-26Nb-7Mo-12Zr после холодной прокатки и отжига при $T = 850\text{ }^{\circ}\text{C}$ с последующей закалкой

Степень предварительной холодной деформации, %	Модуль упругости, ГПа	Условный предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа	Пластичность, %
-	84	793	800	6,3
30	70	755	757	5,5
60	69	767	768	7,1
90	66	754	759	8,5

Работа выполнена при финансовой поддержке аналитической ведомственной целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы», проект № 2.1.2/1061.

Используемые литературные источники:

1. Колобов Ю.Р. Технологии формирования структуры и свойств титановых сплавов для медицинских имплантатов с биоактивными покрытиями // Российские нанотехнологии. – 2009. – №11-12. – С. 69-81.
2. Geetha M., Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review // Progress in materials science. – 2009. – №54. – P. 397-425.